

Hearing aid directly exciting inner ear - has microphone encapsulated for implantation in tympanic cavity or mastoid region

Patent number: DE3940632

Publication date: 1990-12-06

Inventor:

Applicant:

Classification:

- international: H04R25/02

- european: H04R25/00P

Application number: DE19893940632 19890602

Priority number(s): DE19893940632 19890602; DE19893918086 19890602

Abstract of DE3940632

The hearing aid has a microphone (13) encapsulated and sealed hermetically for implantation. A sound conducting tube (16) is provided for supplying the acoustic signals to the microphone. The end of this tube projects into the tympanic cavity.

USE/ADVANTAGE - User is able to recognise position or location of sound source. Inconspicuous in normal use or at work.

Data supplied from the *esp@cenet* database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ Patentschrift
⑪ DE 3940632 C 1

⑤① Int. Cl. 5:
H04 R 25/02

②① Aktenzeichen: P 39 40 632.6-31
②② Anmeldetag: 2. 6. 89
④③ Offenlegungstag: —
④⑤ Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 6. 12. 90

DE 3940632 C 1

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑦③ Patentinhaber:
Hortmann GmbH, 7449 Neckartenzlingen, DE

⑦④ Vertreter:
Schwan, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 8000 München

⑥② Teil aus: P 39 18 086.7

⑦② Erfinder:
Leysieffer, Hans, Dr.-Ing., 8028 Taufkirchen, DE;
Hortmann, Günter, 7449 Neckartenzlingen, DE

⑤⑥ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 28 25 233 A1
GB 14 40 724
EP 02 42 038 A2
Funkschau 17/1984, S. 46;

⑤④ Hörgerät zur Anregung des Innenohres

DE 3940632 C 1

Die Erfindung betrifft ein Hörgerät zur Anregung des Innenohres, mit einem Mikrophon zum Umwandeln von Schallsignalen in elektrische Mikrophonsignale.

Bei einem bekannten Hörgerät dieser Art (DE-OS 28 25 233), das für eine unmittelbare elektrische Reizung des Gehörnervs sorgt und daher kein Unterbrechen der Kette der Gehörknöchelchen erfordert, ist das Mikrophon zusammen mit einer Tritiumbatterie und den weiteren nicht näher definierten Hörgeräte-Baugruppen hermetisch gekapselt in den äußeren Gehörgang eingesetzt oder im Mastoid implantiert, und das Mikrophon nimmt die Schallsignale im äußeren Gehörgang bzw. von der Außenseite des Mastoids auf. Auch bei einem anderen bekannten Hörgerät (EP-02 42 038 A2) ist das Mikrophon zwecks Schallaufnahme im äußeren Gehörgang zusammen mit einem Verstärker, einer Batterie, einem Lautstärkereger und einer Anregungsspule für einen auf einem Hörknöchelchen angebrachten Magneten in einem Gehäuse untergebracht, das in den äußeren Gehörgang eingesetzt wird. Es ist ferner bekannt (GB-PS 14 40 724), das Mikrophon eines Hörgerätes zusammen mit einem Verstärker und einer Batterie in einem Gehäuse unterzubringen, das steckerartig in einen Sockel eingesteckt wird, der im Schläfenbein hinter der Ohrmuschel implantiert ist. Dabei nimmt das Mikrophon den Schall hinter der Ohrmuschel auf, und mittels des von dem Verstärker abgegebenen Signals wird eine Erregerspule eines auf dem Steigbügel befestigten Magneten gespeist.

Beim Einsatz der bekannten Hörgeräte läßt insbesondere die räumliche Ortbarkeit von Schallquellen erheblich zu wünschen übrig.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Hörgerät zu schaffen, das dem Benutzer die räumliche Ortung von Schallquellen erleichtert und gleichwohl beim Tragen unauffällig bleibt.

Diese Aufgabe wird ausgehend von einem Hörgerät der eingangs genannten Art erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß das Mikrophon hermetisch gekapselt zur Implantation im Bereich der Paukenhöhle oder des Mastoids ausgebildet ist und daß zum Zuführen des akustischen Signals zu dem Mikrophon ein Schalleitungsschlauch oder -stutzen vorgesehen ist, dessen von dem Mikrophon abliegendes Ende in die Paukenhöhle hineinragt.

Bei dem Hörgerät nach der Erfindung erfolgt die Schallaufnahme in der Paukenhöhle. Dadurch wird die natürliche Richtcharakteristik des Außenohres voll ausgenutzt und auch nicht durch mechanische Elemente im äußeren Gehörgang, z. B. ein in den äußeren Gehörgang eingeschobenes Hörgerätegehäuse, beeinträchtigt.

Bei Anwendung des erfindungsgemäßen Hörgerätes kann das Mikrophon selbst in der Paukenhöhle untergebracht werden. Es ist aber auch möglich, das Mikrophon in der näheren Umgebung des betreffenden Ohres, insbesondere im Mastoid zu implantieren und dem Mikrophon den in der Paukenhöhle aufgenommenen Schall über den Schalleitungsschlauch zuzuleiten.

In weiterer Ausgestaltung der Erfindung ist der Schalleitungsschlauch oder -stutzen an dem von dem Mikrophon abliegenden Ende mit einer Membran verschlossen.

Das Mikrophon kann in einem implantierbaren Gehäuse untergebracht sein, das auch eine Signalverarbei-

tungselektronik zum Umsetzen der Mikrophonsignale in für die Innenohrreizung bestimmte Ausgangssignale sowie gegebenenfalls zusätzlich eine Energieversorgung in Form einer Primär- oder Sekundärzellenanordnung und/oder einen Wandler zum Umwandeln der Signale der Signalverarbeitungselektronik in mechanische Schwingungen aufnimmt. Sind das Mikrophon und der Wandler in einem gemeinsamen Gehäuse untergebracht, ist das Mikrophon vorteilhaft in dem Gehäuse zur Vermeidung von Rückkopplungen schwingungstechnisch isoliert aufgehängt.

Entsprechend einer abgewandelten Ausführungsform der Erfindung kann das Mikrophon aber auch in einem Gehäuse untergebracht sein, das von einem Gehäuse einer Signalverarbeitungselektronik zum Umsetzen der Mikrophonsignale in für die Innenohrreizung bestimmte Ausgangssignale getrennt und in der Paukenhöhle fixierbar ist.

Bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung sind nachstehend unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher erläutert. Es zeigt

Fig. 1 einen schematischen Schnitt durch ein menschliches Ohr mit implantiertem Hörgerät,

Fig. 2 in größerem Maßstab einen schematischen Schnitt durch einen getrennt von dem Mikrophon untergebrachten elektromechanischen Wandler mit zugehörigem hydromechanischem Koppelement zur Übertragung von Wandler-schwingungen auf das Innenohr,

Fig. 3 in größerem Maßstab einen Schnitt durch eine Ausführungsform des Hörgeräts, bei der das Mikrophon, die Signalverarbeitungselektronik und der elektromechanische Wandler in einem gemeinsamen Gehäuse untergebracht sind,

Fig. 4 eine schematische Darstellung ähnlich Fig. 1 für ein implantiertes Hörgerät, bei dem ein mechanisches Koppelement zwischen dem elektromechanischen Wandler und dem Innenohr vorgesehen ist,

Fig. 5 einen Schnitt ähnlich Fig. 3 für eine weiter abgewandelte Ausführungsform mit einem in der Paukenhöhle implantierbaren Mikrophon und einem im Mastoid einzusetzenden elektromechanischen Wandler, und

Fig. 6 eine schematische Darstellung ähnlich den Fig. 1 und 4 für ein implantiertes Hörgerät, das für eine direkte elektrische Reizung des Hörnervs sorgt.

Das in Fig. 1 dargestellte Hörgerät weist ein in der näheren Umgebung des betreffenden Ohres 10, insbesondere im Mastoid 11 implantierbares, hermetisch dichtes Gehäuse 12 auf, in welchem, wie schematisch angedeutet, ein Mikrophon 13, eine Signalverarbeitungselektronik 14 und eine Energieversorgung, beispielsweise eine Sekundärzellenanordnung 15 (d. h. ein oder mehrere wiederaufladbare Akkumulatoren) untergebracht sind. Das Mikrophon 13 steht über ein akustisches Koppelement in Form eines Schalleitungsschlauchs 16 mit der Paukenhöhle 17 in Verbindung. Das von dem Mikrophon 13 abgewendete Ende des Schalleitungsschlauchs 16 reicht dabei in implantierten Zustand in die Paukenhöhle 17, und es ist dort mittels einer dünnen Membran 18 verschlossen.

An den Ausgang der Signalverarbeitungselektronik 14 ist über eine Wandlerzuleitung 20 ein elektromechanischer Wandler 21 angeschlossen, der hermetisch gekapselt in der Paukenhöhle hinter dem Trommelfell 22 mechanisch fest fixiert ist. Der Wandler 21 ist seinerseits mit einem hydromechanischen Koppelement 23 verbunden, das sich durch eine Bohrung in der Steigbügel-

fußplatte 25 hindurcherstreckt.

Bei der Ausführungsform gemäß Fig. 1 gelangen Schallsignale über das Außenohr 26, den Gehörgang 27 und das Trommelfell 22 zur Paukenhöhle 17. Sie werden dort von dem Schalleitungsschlauch 16 hinter dem Trommelfell 22 aufgenommen und an das in dem Gehäuse 12 sitzende Mikrophon 13 weitergeleitet. Das Mikrophon 13 wandelt den Schall in elektrische Mikrophonsignale um. Diese Signale werden in der Signalverarbeitungselektronik 14 in geeignete Ausgangssignale umgesetzt und verstärkt über die Wandlerzuleitung 20 an den elektromechanischen Wandler 21 geführt. Der Wandler 21 setzt die elektrischen Ausgangssignale in mechanische Schwingungen um, die über das hydromechanische Koppellement 23 auf die flüssigkeitsgefüllten Räume des Innenohrs 24 übertragen werden.

Die Fig. 1 läßt erkennen, daß das Hörgerät vollständig implantiert ist. Der Träger wird durch das Gerät unter normalen Alltagsbedingungen nicht beeinträchtigt. Zum Beispiel ist Schwimmen ohne weiteres möglich. Die natürliche Richtcharakteristik des Außenohrs 26 wird voll ausgenutzt und nicht durch mechanische Elemente im äußeren Gehörgang 27 beeinträchtigt. Nach der Signalverstärkung in der Signalverarbeitungselektronik 14 erfolgt keine Wandlung in Luftschall, wodurch eine hohe Klangqualität möglich wird. Etwaige Rückkopplungsprobleme lassen sich relativ einfach beherrschen. Die natürliche Übertragung über die Gehörknöchelchenkette 28 bleibt unbeeinflusst. Damit ist das Risiko für den Patienten minimiert.

Zum wahlweisen Einstellen eines oder mehrerer Kennwerte der Signalverarbeitungselektronik 14 kann ein externer Steuersignalgeber 30 vorgesehen sein, an dessen Ausgang eine Sendespule 31 angeschlossen ist. In dem Gehäuse 12 ist in einem solchen Fall eine Empfangsspule 32 untergebracht. Auf diese Weise kann im Bedarfsfall über die Spulen 31 und 32 eine hochfrequente induktive Datenübertragung zwischen dem externen Steuersignalgeber 30 und der implantierten Signalverarbeitungselektronik 14 erfolgen. Zweckmäßig kann die für die induktive Datenübertragung vorgesehene Hochfrequenzstrecke auch genutzt werden, um Energie zum Aufladen der implantierten Sekundärzellenanordnung 15 zu übertragen. Statt dessen kann für eine transkutane Datenübertragung zwischen dem Steuersignalgeber 30 und der Signalverarbeitungselektronik 14 auch eine lichtgebundene Infrarotstrecke vorgesehen sein.

Der in größerem Maßstab in Fig. 2 dargestellte elektronische Wandler 21 weist ein zweiteiliges, hermetisch dichtes Gehäuse 34 auf. In dem Gehäuse 34 ist ein piezoelektrischer Biegeschwinger 35 untergebracht, der auf einer an ihrem Rand in dem Gehäuse 34 etwa mittig eingespannten Trägermembran 36 sitzt. Der Biegeschwinger 35 hat eine zu der Trägermembran 36 symmetrische Bimorphstruktur, deren beide Lagen 37 und 38 über Gehäusedurchführungen an die Wandlerzuleitungen 20 angeschlossen sind. Die Trägermembran 36 unterteilt den Innenraum des Gehäuses 34 in zwei Kammern 39 und 40. Durch eine Wandung des Gehäuses 34 ist ein Anschlußstutzen 42 geführt, über den durch die Wandlererschwingung erzeugte Druckschwankungen auf einen das hydromechanische Koppellement 23 bildenden Schlauch 43 geleitet werden. Die Kammer 39 und der Schlauch 43 sind mit einer Flüssigkeit 41 gefüllt, deren Dichte und Zusammensetzung mindestens näherungsweise der Perilymphe entsprechen. Das von dem Wandler 21 abliegende Ende des Schlauchs 43 ist mittels einer dünnen Membran 44 verschlossen. Das Gehäuse

34 kann ebenso wie das Gehäuse 12 vorteilhaft aus einer biokompatiblen Keramik, z. B. Al_2O_3 , oder aus Titan bestehen. Die andere Kammer 40 des Gehäuses 34 ist mit einem Edelgas, vorzugsweise Argon, gefüllt. Um den Schlauch 43 ist ein dünner Draht 45, aus biokompatiblen Werkstoff, vorzugsweise Platin, gewandelt, der eine beständige Formung von Biegeradien zur Anpassung an die jeweiligen anatomischen Gegebenheiten erlaubt.

Bei der abgewandelten Ausführungsform gemäß Fig. 3 ist der elektromechanische Wandler 21 mit in das Gehäuse 12 des Mikrophons 13 und der Signalverarbeitungselektronik 14 integriert. Die von der Trägermembran 36 des Biegeschwingers 35 begrenzte, flüssigkeitsgefüllte Kammer 39 ist analog der Fig. 2 mit dem hydromechanischen Koppellement 23 verbunden. Entsprechend der Ausführungsform der Fig. 1 ist in dem Gehäuse 12 ferner die Energieversorgung, beispielsweise eine Sekundärzellenanordnung 15, untergebracht. Der Schall wird dem Mikrophon 13 aus der Paukenhöhle 17 über den Schalleitungsschlauch 16 zugeführt. Letzterer ist mit dem Gehäuse 12 über einen Anschlußstutzen 46 verbunden und an seinem freien Ende mittels der dünnen Membran 18 abgeschlossen. Um Rückkopplungen zu vermeiden, ist das Mikrophon 13 in dem Gehäuse 12 schwingungstechnisch isoliert aufgehängt. Wie in Fig. 3 angedeutet, sitzen das Mikrophon 13, die Signalverarbeitungselektronik 14 und die Energieversorgung 15 in einer von der gasgefüllten Kammer 40 mittels einer Trennwand 47 abgeteilten dritten Kammer 48. Gegebenenfalls können mindestens einzelne dieser Baugruppen aber auch in der Kammer 40 untergebracht sein.

Eine Alternative 21' des elektromechanischen Wandlers ist in Fig. 4 dargestellt, wo der besseren Übersichtlichkeit halber Hammer und Amboß weggelassen sind. Der Wandler 21' weist einen rechteckförmigen piezoelektrischen Biegeschwinger 35' auf, der vorzugsweise wiederum Bimorphstruktur hat und der durch Verschraubung an der hinteren Gehörgangswand einseitig mechanisch fest fixiert wird. Das andere, frei schwingfähige Ende 50 des Biegeschwingers 35' trägt ein mechanisch starres Koppellement 51 zum Übertragen der Schwingungen auf die Innenohrräume. Der Biegeschwinger 35' ist mit einer dünnen, elektrisch isolierenden Schicht 52 vollständig ummantelt. Bei dem Koppellement 51 kann es sich insbesondere um einen dünnen, zweckmäßig runden Stab handeln, der aus einem biokompatiblen Werkstoff, beispielsweise Polytetrafluoräthylen, gefertigt ist. Das Koppellement 51 ragt im implantierten Zustand in eine Bohrung der Innenohrwandung, vorzugsweise in der Nähe des runden Fensters (53 in Fig. 1) oder der Steigbügelfußplatte 25. Das Koppellement 51 läßt sich zur Anpassung an die jeweiligen anatomischen Gegebenheiten beliebig ablängen.

Bei der in Fig. 4 veranschaulichten Ausführungsform ist zur Energieversorgung eine Primärzellenanordnung 15' vorgesehen, die in einem dem Gehäuse 12 der Signalverarbeitungselektronik 14 getrennten Gehäuse 55 untergebracht und über eine bei 56 angedeutete trennbare Verbindung 56 an die Signalverarbeitungselektronik 14 angeschlossen ist. Dadurch kann im Bedarfsfall die Primärzellenanordnung (eine oder mehrere Batterien) 15' ausgetauscht werden, ohne daß ein gleichzeitiger Austausch des Gehäuses 12 bzw. ein Eingriff in dieses Gehäuse notwendig wird.

Bei der in Fig. 5 skizzierten abgewandelten Ausführungsform ist ein Koppellement entsprechend den Koppellementen 23 bzw. 51 weggelassen. Vielmehr geschieht in diesem Fall die Anregung des Innenohrs 24

über eine Knochenschalleitung. In dem wiederum vorzugsweise im Mastoid zu implantierenden Gehäuse 12 der Signalverarbeitungselektronik 14 ist der elektromechanische Wandler 21 in Form eines kreisförmigen piezoelektrischen Biegeschwingers 35 am Rand fest eingespannt, um so die mechanischen Schwingungen auf das Gehäuse 12 und von dort auf den umgebenden Knochen (Mastoid) und darüber zu den Innenohrräumen zu übertragen. Das Schall aus der Paukenhöhle 17 aufnehmende Mikrophon 13 ist vorteilhaft zur Vermeidung von Rückkopplungen nicht in das Gehäuse 12 integriert, sondern in einem gesonderten Gehäuse 58 untergebracht. Das Gehäuse 58 kann bei der Implantation unmittelbar in der Paukenhöhle 17 fixiert werden. Das Mikrophon 13' nimmt den Schall aus der Paukenhöhle über einen durch das Gehäuse geführten Stutzen 59 auf, der zur Abdichtung mit einer dünnen Membran 60 abgeschlossen ist. Auch bei Anregung des Innenohres über eine Knochenschalleitung kann jedoch alternativ das Mikrophon bei entsprechender Lagerung mit in das Gehäuse 12 der Signalverarbeitungselektronik 14 eingebaut werden. Der Biegeschwinger 35 ist auch hier vorteilhaft in einer Keramik-Bimorphstruktur ausgeführt. Statt dessen kann eine einlagige Scheibe auf der Trägermembran 36 vorgesehen werden. Ebenso wie bei den zuvor geschilderten Ausführungsformen sind die Abmessungen des Biegeschwingers 35 vorteilhaft so gewählt, daß eine möglichst große Anregungsfläche erreicht wird.

Im Falle der in Fig. 6 dargestellten weiteren Ausführungsform des Hörgerätes wird das Innenohr über eine Reizelektrodenanordnung 62 direkt durch elektrische Reize stimuliert. Die Schallaufnahme erfolgt entsprechend den Fig. 1 und 4 über den mit Membranabschluß versehenen Schalleitungsschlauch 16 in der Paukenhöhle 17. Das Mikrophon 13 ist in das Gehäuse 12 der Signalverarbeitungselektronik 14 integriert. Die Elektronik 14 generiert elektrische Reizimpulse, die über die Reizelektrodenanordnung 62 an das Innenohr geführt werden. Bei der veranschaulichten Ausführungsform weist die Reizelektrodenanordnung 62 zwei Leitungen auf. Die eine Leitung bildet eine neutrale Elektrode 63, die in der veranschaulichten Ausführungsform die isolierte Zuleitung der aktiven Elektrode 64 als blanke Mehrfachwendel umgibt. Die aktive Reizelektrode 64 wird vorteilhaft in die Nische des runden Fensters 53 appliziert oder durch das runde Fenster 53 oder eine Bohrung in dessen Nähe in den Innenohrraum eingeführt. Die neutrale Elektrode kann auch großflächig in geeignetes, insbesondere gut durchblutetes, Gewebe eingebettet oder von einer elektrisch leitenden Wand oder Außenschicht des Gehäuses 12 gebildet werden. Des weiteren kann die Reizelektrodenanordnung in an sich bekannter Weise grundsätzlich auch mehrere aktive und neutrale Elektroden unterschiedlicher geometrischer Ausführungsform umfassen, die intracochleär und/oder extracochleär auf dem Promontorium appliziert werden. Der Hörnerv ist bei 65 angedeutet.

Es versteht sich, daß die in den Figuren veranschaulichten Einzelmaßnahmen in unterschiedlicher Weise miteinander kombiniert werden können. So läßt sich beispielsweise das in Fig. 4 dargestellte gesonderte Gehäuse 55 für die Energieversorgung auch bei den Ausführungsformen nach den übrigen Figuren vorsehen. Umgekehrt kann auch bei Auslegung des elektromechanischen Wandlers 21' gemäß Fig. 4 die Energieversorgung in dem Gehäuse 12 der Signalverarbeitungselektronik 14 untergebracht werden.

1. Hörgerät zur Anregung des Innenohres, mit einem Mikrophon zum Umwandeln von Schallsignalen in elektrische Mikrophonsignale, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Mikrophon (13, 13') hermetisch gekapselt zur Implantation im Bereich der Paukenhöhle oder des Mastoids ausgebildet ist und daß zum Zuführen des akustischen Signals zu dem Mikrophon ein Schalleitungsschlauch oder -stutzen (16, 59) vorgesehen ist, dessen von dem Mikrophon abliegendes Ende in die Paukenhöhle hineinragt.
2. Hörgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Schalleitungsschlauch oder -stutzen (16, 59) an dem von dem Mikrophon (13, 13') abliegenden Ende mit einer Membran (18, 60) verschlossen ist.
3. Hörgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Mikrophon (19) in einem implantierbaren Gehäuse (12) untergebracht ist, das auch eine Signalverarbeitungselektronik (14) zum Umsetzen der Mikrophonsignale in für die Innenohrreizung bestimmte Ausgangssignale aufnimmt.
4. Hörgerät nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß in dem das Mikrophon (13) aufnehmenden Gehäuse (12) zusätzlich eine Energieversorgung in Form einer Primär- oder Sekundärzellenanordnung (15) untergebracht ist.
5. Hörgerät nach Anspruch 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, daß in dem das Mikrophon (13) aufnehmenden Gehäuse (12) zusätzlich ein Wandler (24) zum Umwandeln der Signale der Signalverarbeitungselektronik (14) in mechanische Schwingungen untergebracht ist.
6. Hörgerät nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Mikrophon (13) in dem Gehäuse (12) zur Vermeidung von Rückkopplungen schwingungstechnisch isoliert aufgehängt ist.
7. Hörgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Mikrophon (13) in einem Gehäuse (58) untergebracht ist, das von einem Gehäuse (12) einer Signalverarbeitungselektronik (14) zum Umsetzen der Mikrophonsignale in für die Innenohrreizung bestimmte Ausgangssignale getrennt und in der Paukenhöhle fixierbar ist.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

– Leerseite –

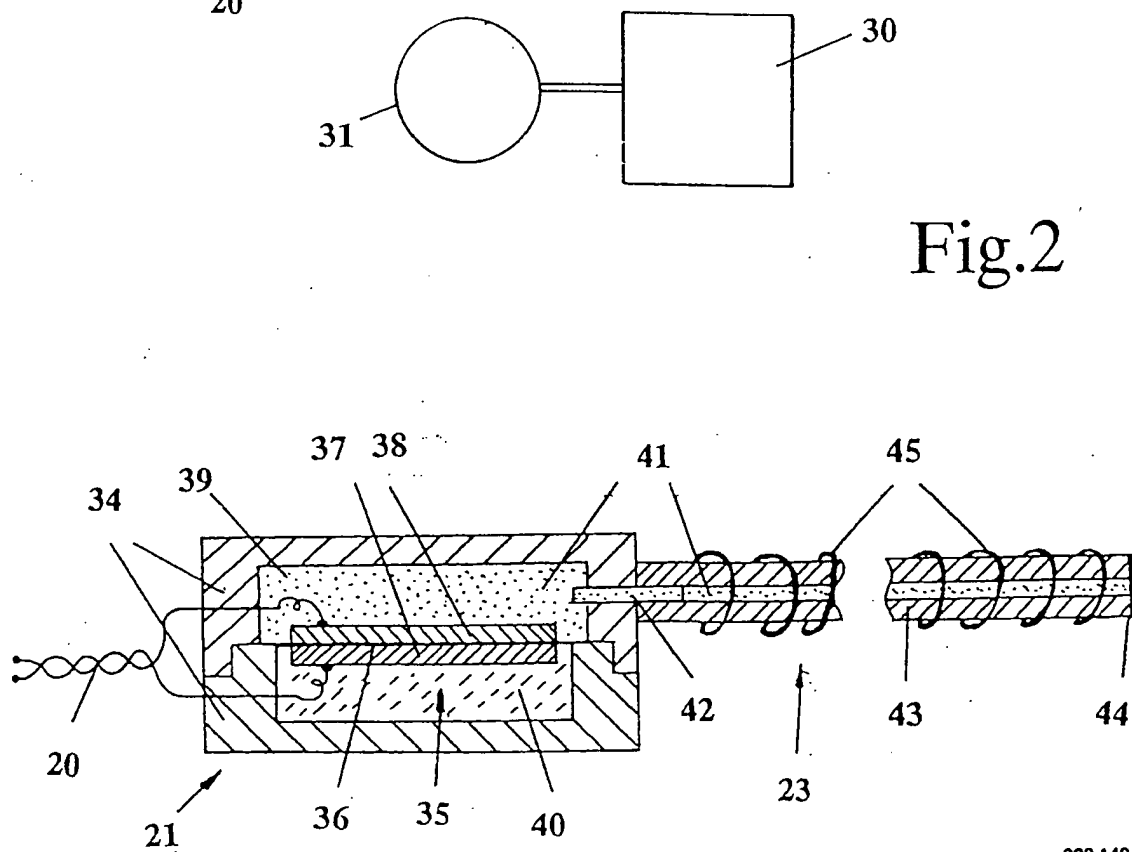
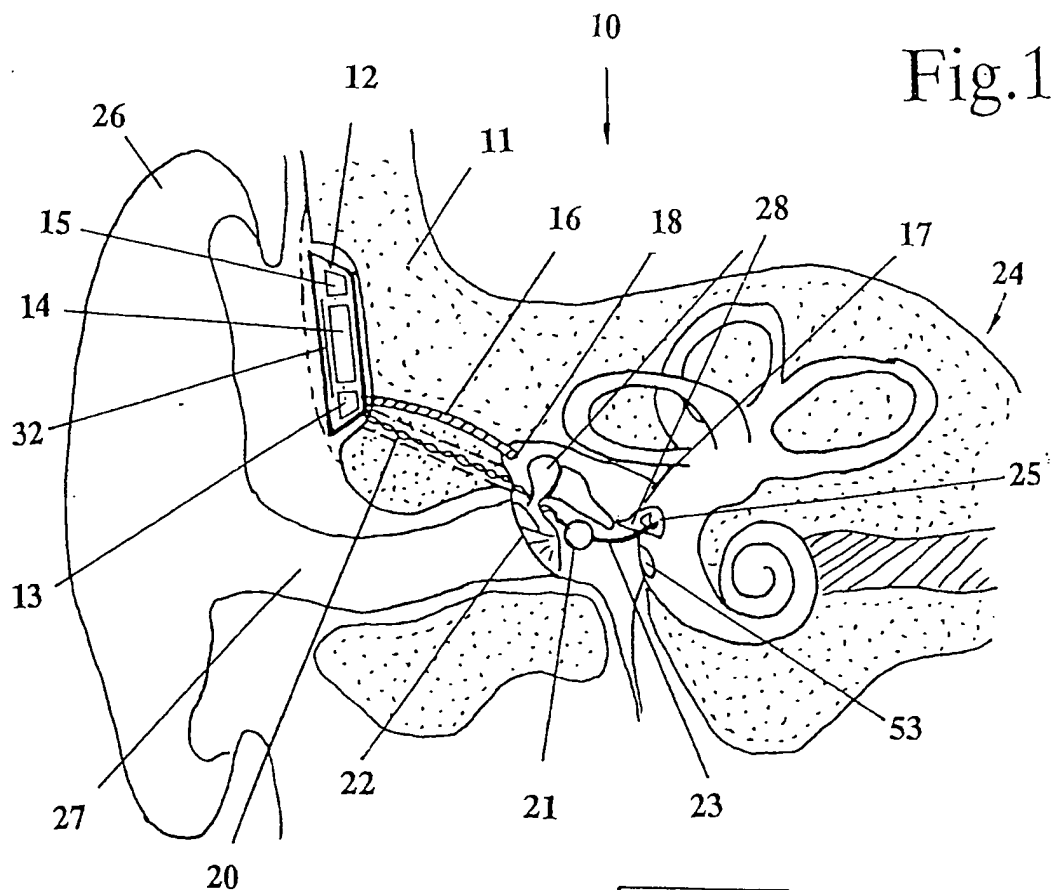


Fig.3

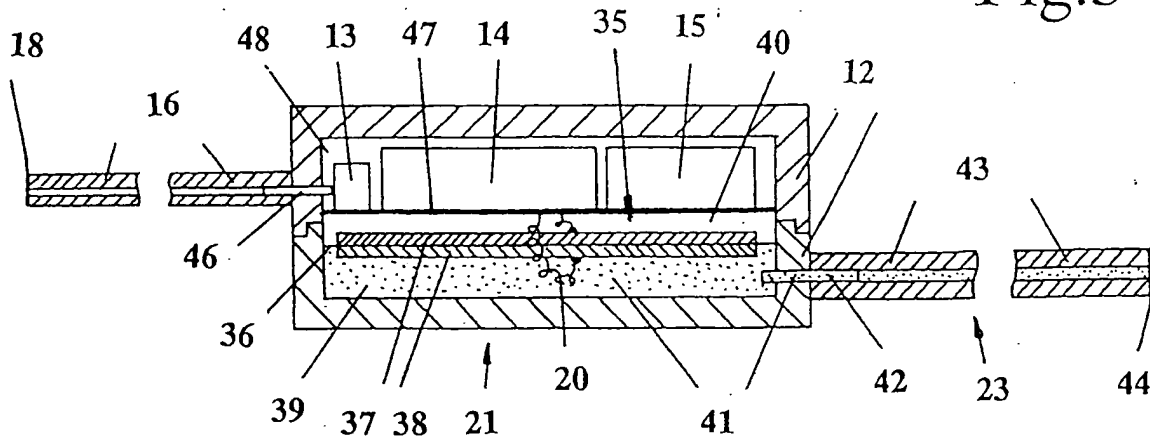
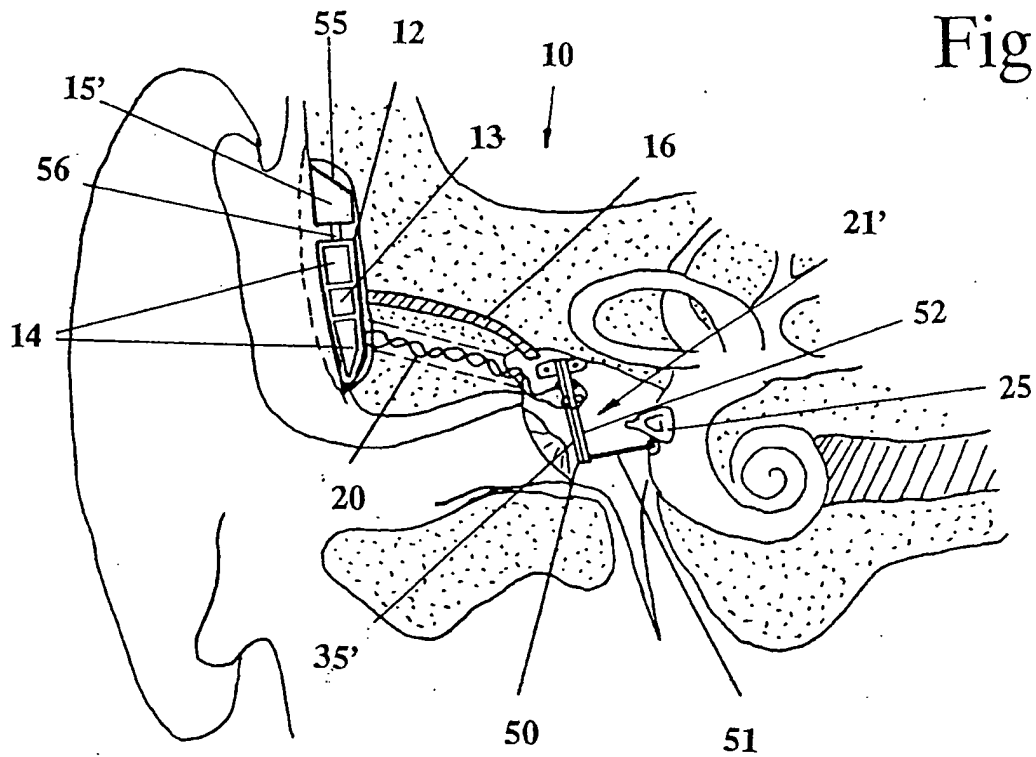


Fig.4



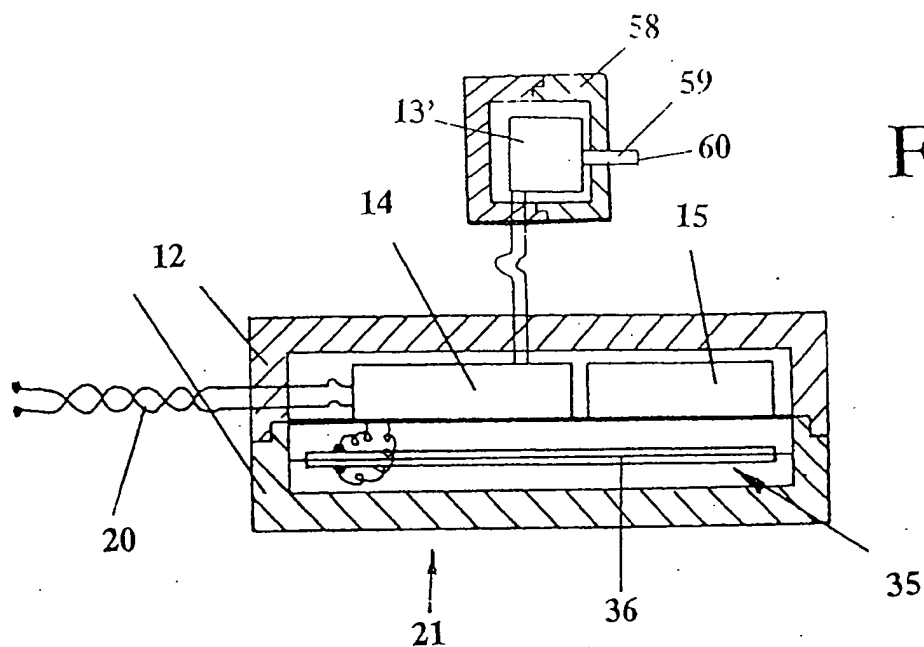


Fig. 5

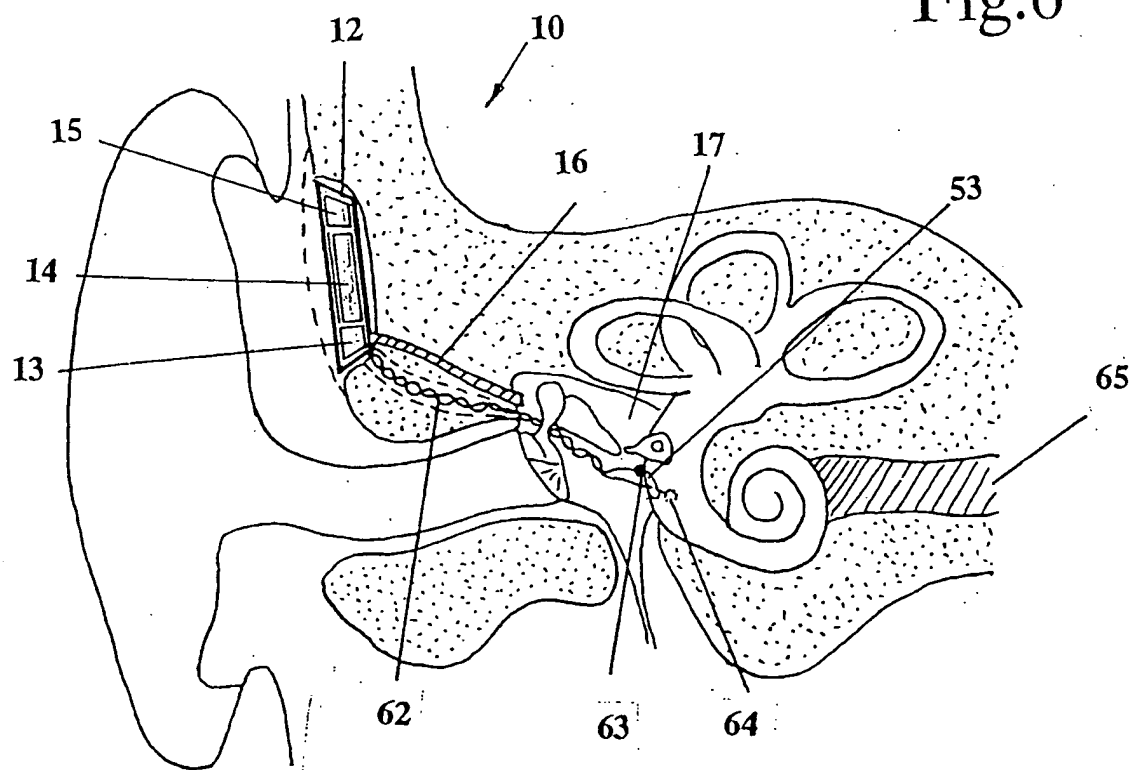


Fig. 6

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.